

## SYMULATORY CHIRURGII MAŁOINWAZYJNEJ

ZBIGNIEW MAŁOTA\*, ZBIGNIEW NAWRAT, WOJCIECH SADOWSKI

FUNDACJA ROZWOJU KARDIOCHIRURGII IM. PROF. ZBIGNIEWA RELIGI  
UL. WOLNOŚCI 345A, 41-800 ZABRZE

\* E-MAIL: ZMALOTA@FRK.PL

### Streszczenie

Współczesna medycyna wymaga od lekarzy sprawnego korzystania z nowych technik chirurgicznych. Chirurgia laparoskopowa pomimo wielu zalet ma ograniczenia związane przede wszystkim z utrudnionym dostępem do wybranych narządów jamy brzusznej oraz ograniczonym ruchem narzędzia. Proste czynności manualne takie jak szycie czy cięcie wykonywane laparoskopowo są o wiele trudniejsze i pracochłonne, dlatego wymagają dodatkowego szkolenia. Symulatory stają się ważną, integralną częścią szkolenia chirurgicznego i w sposób zasadniczy wpływają na przebieg, czas trwania operacji oraz powikłania śródoperacyjne. W Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii już od wielu lat powstają unikalne stanowiska treningowe, które z powodzeniem są wykorzystywane do nauki nowych technik operacyjnych w czasie warsztatów chirurgicznych BioMedTech Silesia. Stanowiska treningowe operacji laparoskopowych wymagają jak najwierniejszego odwzorowania zarówno geometrii pola operacyjnego jak i właściwości fizycznych naturalnych tkanek. Procedurę przygotowania takich specjalistycznych symulatorów należy rozpocząć od analizy anatomii i właściwości fizycznych modelowanych organów oraz doboru materiałów potrzebnych do ich odtworzenia.

W artykule przedstawiono możliwości zastosowania tworzyw sztucznych w symulatorach chirurgii małoinwazyjnej zarówno w celu modelowania anatomii ciała, modelowania właściwości fizycznych naturalnych tkanek jak i umożliwienia interakcji między narzędziami i tkankami podczas podstawowych czynności manualnych wykonywanych w czasie operacji.

**Słowa kluczowe:** symulatory chirurgii małoinwazyjnej, platformy testowe, medyczne fantomy, badania materiałowe

[Inżynieria Biomateriałów 126 (2014) 2-11]

### Wstęp

W nauczaniu chirurgii endoskopowej wiele początkowych problemów związanych jest z utratą widzenia głębi, ograniczonym dostępem do wybranych narządów jamy brzusznej, ograniczeniem ruchów i zmianą kinematyki ruchu narzędzia wynikającą z dodatkowego punktu podparcia narzędzia w miejscu portu oraz wykorzystaniem nowych instrumentów. Stanowiska treningowe do wideochirurgii, symulatory umożliwiającej praktyczną naukę umiejętności manualnych oraz symulację medycznych procedur i nowoczesnych technik chirurgii laparoskopowej i w sposób zasadniczy mogą wpływać na przebieg, czas trwania operacji oraz powikłania śródoperacyjne. Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii (FRK) jest znanym ośrodkiem badawczym z zakresu robotyki chirurgicznej, w którym powstają prototypy robotów Robin Heart i unikalne narzędzia mechatroniczne. Obecnie FRK jest również partnerem projektu StiffFlop, którego celem jest opracowanie biologicznie inspirowanego, elastycznego,

## MINIMALLY INVASIVE SURGERY SIMULATION, TRAINING STATION

ZBIGNIEW MAŁOTA\*, ZBIGNIEW NAWRAT, WOJCIECH SADOWSKI

FOUNDATION OF CARDIAC SURGERY DEVELOPMENT  
UL. WOLNOŚCI 345A, 41-800 ZABRZE, POLAND

\* E-MAIL: ZMALOTA@FRK.PL

### Abstract

In endoscopic surgery skill acquisition many of the initial challenges are related to a loss of depth perception, the fulcrum effect and the use of new, different instruments. Simulation is a promising technology as a tool for endoscopic training and new kind of surgical tools introducing education. Foundation of Cardiac Surgery Development (FCSD) is known as a research centre for surgical robotics. The Robin Heart robot and mechatronics tools are being developed for the first clinical application. FCSD is also a partner now in Stiff Flop project focused on a new kind of robot which is bio-inspired by octopus anatomy. To support the educational process, the virtual operating room for planning the surgery and training station have been prepared by FCSD Biocybernetics Laboratory team. Organized over 12 years in FCSD Surgical Workshop created possibilities for testing our devices and to improving educational methodology for training young adepts in surgery. The most important in obtaining the appropriate surgical simulation is creation of the quasi natural geometry of surgical scene and physical characteristics of used materials. Simulators and training models fall into three broad categories: virtual reality (VR) trainers, box or mechanical trainers and biological models for testing and training surgery have been designed and used. The procedures of preparation of these specialized devices started from analysis of anatomy and physical characteristics of operated tissue. In the next step artificial materials have been chosen for preparation of the appropriate model.

In the article the authors show the process of producing the surgical training stations and few examples of the latest realized specialized devices. The paper presents the possibilities of application of artificial materials in simulators to allow realistic interactions between surgical instruments and soft tissues, including deformations during basic manual operations like cutting or sewing. These platforms allow geometric modelling of the body anatomy, but also the modelling of the physical properties of the living tissues.

**Keywords:** minimally invasive simulators, benchmark platform, medical phantom, materials research

[Engineering of Biomaterials 126 (2014) 2-11]

### Introduction

Minimally invasive surgical procedures are very complex motion sequences that require a high level of preparation and surgical skills training. New tools developed for the use of new medical procedures also require an early test. Benchmarking is an essential part of the design of prototypes. There are many types of simulators that are available for surgical skills training and devices testing.

o kontrolowanej sztywności i uczącego się manipulatora do operacji małoinwazyjnych. Organizowane od 12-lat w FRK chirurgiczne warsztaty stwarzają możliwości przetestowania naszych urządzeń i optymalizacji metodologii nauczania młodych adeptów w chirurgii. Stworzenie funkcjonalnych symulatorów wymaga odtworzenia naturalnej geometrii pola operacyjnego (sceny chirurgiczne) zawierającego materiały o właściwościach fizycznych zbliżonych do naturalnych tkanek. Wraz z rozwojem nowych technik leczenia powstało zapotrzebowanie na stworzenie nowych rodzajów symulatorów, trenażerów. Symulatory wpływają na poprawę bezpieczeństwa pierwszych wykonywanych przez chirurga operacji oraz dają również możliwość kontroli nabytych podczas szkolenia umiejętności przez nadzorującego chirurga oraz pozwalają na ilościową ocenę np. ekonomiki i celowości ruchów, czasu, liczby popełnionych błędów itp. Oczekuje się, że w przyszłości symulatory chirurgiczne umożliwią będą programowanie sytuacji kryzysowych powikłań śródoperacyjnych, zdarzeń niepożądanych, anomalii anatomicznych itp.

Obecnie używane trenażery do chirurgii małoinwazyjnej można podzielić na kilka grup [1-5]:

- warsztatowe (bench model),
- typu box (video box, Screen-Based Simulations),
- oparte na sztucznych modelach (Synthetic, inanimate),
- wirtualne (Virtual reality, computer-based models),
- typu AR (Augmented reality, oparte na rozszerzonej rzeczywistości wirtualnej),
- hybrydowe,
- zrobotyzowane,
- zwierzęce,
- ex vivo (Ex vivo animal tissue models),
- in-vivo (Cadaveric models).

Według [6] zabiegi małoinwazyjne (laparoskopowe) można podzielić na 3 kategorie w zależności od stopnia trudności i funkcjonalności wykonywanych czynności: diagnostyczne, operacyjne o małym stopniu zaawansowania oraz zaawansowane zabiegi proceduralne.

Trenażery wideochirurgiczne można również podzielić według realizowanych zadań na dwie grupy [7]:

- trenażery zadań częściowych, które mają na celu zapewnienie nabycia umiejętności istotnych i niezbędnych do wykonywania różnych operacji. Pozwalają na rozwój koordynacji wzrokowo-ruchowej podczas typowych, podstawowych manualnych czynności jak szycie, cięcie, robienie pętli itp.,
- trenażery zadań ogólnych, które symulują całe złożone procedury chirurgiczne zwykle składające się z kilku zadań częściowych (np. cholecysektomii).

Ze względu na rodzaj modeli i stopień uproszczenia modeli trenażery możemy wyróżnić symulatory o różnej wierności odwzorowania pola operacyjnego. Modele różnią się w odniesieniu do ich poziomu wierności lub realizmu, w porównaniu z realnym pacjentem. Wierność symulatora określa stopień, w jakim są odwzorowane cechy naturalnego obszaru operacji, takie jak funkcje wzrokowe, słuchowe, funkcje dotykowe (właściwości mechaniczne) funkcje percepcyjno-motoryczne, możliwości reakcji (sprężenia) i współdziałania z operatorem [8]. Pierwsza generacja symulatorów oparta jest tylko na anatomii, częściowo geometrii struktury biorącej udział w interwencji chirurgicznej. Druga generacja symulatorów zawiera nie tylko geometryczne modele anatomii ciała, ale również modele fizyczne właściwości żywych tkanek. Wprowadzenie biomechanicznych właściwości jest niezbędne, aby wprowadzić realistyczne interakcje między narzędziami chirurgicznymi a tkankami miękkimi w czasie ich cięcia czy deformacji. Trzecia generacja symulatorów pozwala połączyć anatomiczne, fizyczne i fizjologiczne cechy modelowania funkcji niektórych układów organicznych takich jak systemy sercowo-naczyniowe, układ oddechowy lub pokarmowy.

Simulators can be divided into 2 different groups: high fidelity and low fidelity. These models vary widely with respect to their level of fidelity and realism, as compared with a living human patient. The fidelity of a simulator is determined by the extent to which it provides realism through characteristics such as visual cues, tactile features, feedback capabilities, and interaction with the trainee.

From a variety of simulators we can recognize [1-5]:

- Synthetic (inanimate) models and box trainers, Screen-Based Simulations
- Live animal models
- Cadaveric models
- Ex vivo animal tissue models
- Virtual reality (computer-based) models
- Hybrid simulators
- Procedure-Specific Trainers
- Robotic Simulators

Synthetic models using physical objects usually involve models of plastic, rubber, silicone and latex. These objects are used to render different organs and pathologies and allow a trainee to perform specific tasks and procedures [6]. A box trainer uses the actual instruments and optical system used clinically to manipulate 'synthetic' tissues. Some physical simulators may also reproduce the feedback from surgical environment. Artificial materials can effectively replace the natural bodies (anatomic sections or tissues) from euthanized animals and may provide approximate haptic feedback.

In general, our benchmarking platforms are based on simulators which describe the anatomy, in particular the geometry of the structures involved in a surgical intervention. These platforms allow geometric modelling of the body anatomy, but also the modelling of the physical properties of the living tissues. The implementation of biomechanical properties is necessary to allow realistic interactions between surgical instruments and soft tissues, including deformations and cutting.

Surgical simulators can be classified into three categories, as shown [7,8]:

- first-generation simulators describe only the anatomy, in particular the geometry of the structures involved in a surgical intervention,
- second-generation simulators additionally include the geometric modelling of the physical properties of the living tissues to allow realistic interactions between surgical instruments and soft tissues,
- third-generation simulators combine anatomical, physical, and physiological modelling, for creating some organic systems function such as the cardiovascular, respiratory, or digestive systems.

The modelling of biological tissues for second- and third-generation simulators is very difficult. The biological soft tissues have nonlinear force-deformation properties and show viscous behaviour. The properties of soft tissues are often anisotropic and heterogeneous and show hysteresis, relaxation and creep behaviours. Additionally, they strongly depend on many factors, including temperature, pressure and health and dissected tissue often changes its mechanical properties so literature data may differ greatly from one another. It should also be noted, that the shape and mechanical properties of animal bodies also significantly differ from human organs.

Modelowanie tkanek biologicznych dla symulatorów drugiej i trzeciej generacji, jest bardzo trudne. Biologiczne tkanki mają nieliniowe lepkościowo-elastyczne właściwości mechaniczne. Właściwości tkanek miękkich często są anizotropowe i niejednorodne i wykazują zjawiska histerezy, relaksacji i pełzania. Dodatkowo właściwości te silnie zależą od wielu czynników, w tym temperatury, ciśnienia oraz zdrowia, a wypreparowane tkanki często zmieniają swoje właściwości mechaniczne, więc dane z literatury bardzo często mogą znacznie różnić się między sobą. Należy również zauważyć, że kształt organów i właściwości mechaniczne tkanek zwierzęcych także znacznie różnią się od ludzkich.

## Materiały i metody

**TABELA 1. Podstawowe właściwości mechaniczne wybranych materiałów do budowy modeli w symulatorach chirurgicznych.**

**TABLE 1. The basic properties of the materials used for the testing platforms.**

	Ciężar właściwy Specific gravity [g/cm <sup>3</sup> ]	Czas zachowania stanu plastycznego Pot Life [min]	Czas utwardzenia Cure time [godziny/hours]	Banwa Color	Twardość Shore A Hardness	Wytrzymałość na rozciąganie Tensile strength [MPa]	Odkształcenie przy zerwaniu Elongation at break [%]	Wytrzymałość na rozdzieranie Die B Tear Strength [N/cm]
Oomoo 30	1.34	30	6	lawendowy / lavender	30A	1.652	250	70.05
Rebound 25	1.14	20	6	pomarańczowy / orange	25A	3.550	690	178.62
Ecoflex 30	1.07	45	4	bezbarwny / translucent	00-30	1.378	900	66.54
MoldMax 30	1.18	45	24	różowy / pink	30A	3.978	300	218.90
MoldMax 40	1.14	45	24	zielony / mint green	40A	3.7927	250	210.15
Vytaflex 40	1.03	30	16	biały / white	40A	3.599	660	143.60

W FRK powstały zarówno funkcjonalne symulatory do wideochirurgii - proste trenażery, które mają na celu zapewnienie nabycia umiejętności istotnych i niezbędnych do wykonywania różnych operacji i pozwalają na rozwój koordynacji wzrokowo-ruchowej podczas typowych podstawowych manualnych czynności jak szycie, cięcie, odpowiednie wprowadzenie i ułożenie narzędzi, uchwycenie tkanki, igły itp., jak i symulatory bardziej złożone - trenażery, oparte na anatomicznych modelach o określonych właściwościach fizycznych, odzwierciedlających rzeczywiste pole operacyjne, które można przystosować do symulacji dowolnej procedury medycznej często zawierające naturalne organy.

Etap projektowania wszystkich symulatorów powinien zawierać zarówno analizę anatomii, jak i właściwości fizycznych wybranych organów i tkanek. Zwrócono szczególną uwagę na wewnętrzną geometrię pola operacyjnego i funkcjonalność procedur małoinwazyjnych. Sceny treningowe zawierają modele sztuczne oraz elementy naturalnych tkanek. Przeprowadzono wstępną analizę doboru materiału, wyboru metodologii wykonania elementów scen treningowych i anatomicznych modeli organów wybranych układów oraz integrację systemu z oprogramowaniem umożliwiającym kontrolę i ocenę nabytych podczas szkolenia umiejętności.

Do opracowania scen treningowych zastosowano ogólnie dostępne materiały produkowane min. przez Contact Smooth-On, Inc., typu silikon lub guma o różnych właściwościach mechanicznych: Mold Max<sup>®</sup> 30, Mold Max<sup>®</sup> 40, OOMOO<sup>®</sup> 30, Ecoflex<sup>®</sup> 30 Supersoft Silicone, VytaFlex<sup>®</sup> 40, Rebound 25 (TABELA 1).

## Materials and methods

Simulators and training models, fall into three broad categories: virtual reality (VR) trainers, box or mechanical trainers and biological models for testing new models and training which have been designed and used. The preparation procedures of these specialized devices started from analysis of anatomy and physical characteristics of operated tissue. In the next step the artificial materials have been chosen for preparation of the appropriate model.

On building our platforms we paid special attention to the internal geometry of the operating field and functionality of minimally invasive procedures. That way we used only generally available materials like silicone and Urethane rubber (Contact Smooth-On, Inc.) with different mechanical properties: Mold Max<sup>®</sup> 30, Mold Max<sup>®</sup> 40, OOMOO<sup>®</sup> 30, Ecoflex<sup>®</sup> 30 Supersoft Silicone, VytaFlex<sup>®</sup> 40, Rebound 25 (TABLE 1). The study of mechanical properties of simulators elements was performed both on the advanced testing system MTS 250 TYTRON and constructed by ourselves computer controlled electromechanical stand (with Mecmesin Advanced Force Gauge AFG 25).

## Results and Discussions

### Biological vs. artificial materials study

Among many procedures performed in the lower gastrointestinal tract some can be distinguished; surgery on lungs like procedure to remove a lung (pneumonectomy, lobectomy, segmentectomy) [9-10], and surgery on liver like surgical resection of the liver (heatectomy) or liver biopsy [11].

Physical simulators are generally part-task trainers and help to develop the hand-eye co-ordination variety of motor skills and techniques necessary during these operations and including basic manual specific tasks such as cutting, suturing, grasping or clipping.

Because the biological tissue organs (lung and kidney) are very heterogeneous, we decided to investigate the mechanical properties of whole organs too.

We analyzed the effects of different forces during suturing, cutting and clipping applied on these abdominal organs in a phantom model with swine fresh organs exerting a pressure of up to 2.5 N.

Mechanical tests were performed using constructed by ourselves computer controlled electromechanical stand to determine the force – strain characteristics of tested material in continuous or pulsate work.

The biological samples were pressed and stretched (push in/out, puncture, cut) in several places by (FIG. 1):

- disk  $\Phi = 18$  mm,
- needle injection  $\Phi = 1.2$  mm,  $l = 40$  mm,
- the surgical knife No. 21.

Badania właściwości mechanicznych elementów symulatorów zostały wykonane na zaawansowanej maszynie wytrzymałościowej MTS 250 TYTRON oraz własnej konstrukcji systemie sterowanym komputerowo opartym na mierniku siły Mecmesin Advances Force Gage AFG 25.

## Wyniki i dyskusja

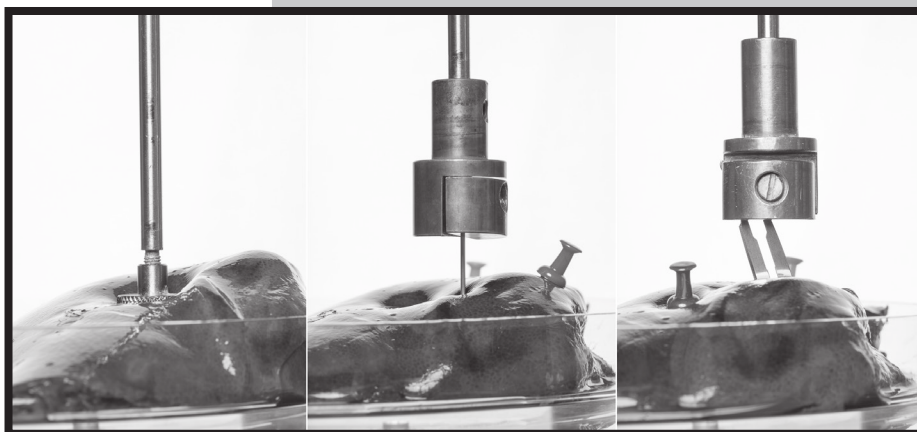
### Badania organów biologicznych

Wśród częstych małoinwazyjnych procedur medycznych możemy wyróżnić operacje w klatce piersiowej np. usunięcia całego lub części płata płuca (pneumonektomia, lobektomia) [9,10], czy operacje układu pokarmowego takie jak resekcja lub biopsja wątroby [11].

Proste symulatory mają na celu naukę koordynacji wzrokowo-ruchowej podczas typowych podstawowych manualnych czynności wykonywanych w trakcie operacji, takich jak szycie, cięcie, odpowiednie wprowadzenie i ułożenie narzędzi, uchwycenie tkanki, igły itp. Ponieważ tkanka biologiczna (płuco, wątroba) jest bardzo niejednorodna, dlatego zdecydowano się również na zbadanie oddziaływania narzędzi podczas tych manualnych czynności na tkankę całych naturalnych organów. W tym celu została wykonana analiza wpływu siły działającej na płuco oraz wątrobę (aż do 2,5 N) podczas podstawowych czynności manualnych takich jak nacisk, szycie czy cięcie (RYS. 1). Wyniki porównano z wynikami badań materiałów sztucznych wykorzystanych do budowy modeli symulatorów. Określono charakterystykę siła – deformacja podczas:

- nacisku stemplem  $\Phi = 18$  mm,
- wbijania igły  $\Phi = 1,2$  mm,  $l = 40$  mm,
- nacinania nożem chirurgicznym No. 21 w kilku miejscach.

Zaobserwowano, że w przypadku wątroby proces wbijania igły oraz nacinania nożem nie jest jednostajny (RYS. 2). Jest to spowodowane prawdopodobnie niejednorodnością tkanki i różną siłą potrzebną do przejścia narzędzia przez kolejne warstwy wątroby o różnych właściwościach mechanicznych. Podczas procesu naciskania stemplem proces ten był niewidoczny. W przypadku płuc, krzywa siła – odkształcenia była bardziej jednostajna. Najmniejszą wartość siły zaobserwowano podczas wbijania igły w wątrobę. Siła potrzebna do ugięcia organu o 25 mm podczas nacisku stemplem w przypadku płuc wynosiła 1,29 N, natomiast w przypadku wątroby tylko 0,75 N. Z materiałów sztucznych jedynie Ecoflex 30 i Oomoo 30 mają zbliżony kształt charakterystyki. Pozostałe materiały takie jak Rebound 25 wymagają znacznie większej siły w celu uzyskania podobnego odkształcenia jak badane tkanki naturalne.



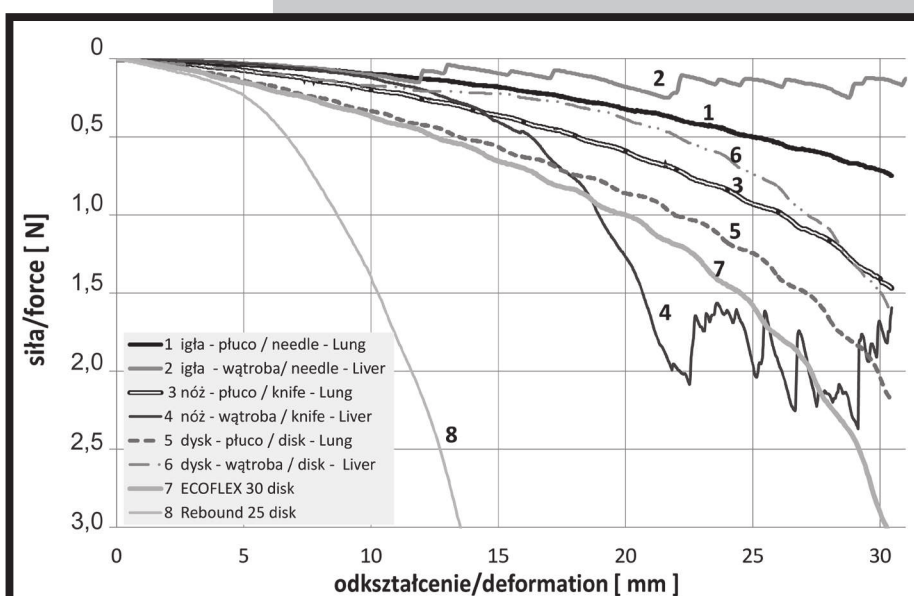
RYS. 1. Badania wpływu deformacji tkanki podczas podstawowych czynności manualnych.

FIG. 1. The study of kidney deformation during inserting and removing the needle, knife and stamp.

This test was performed with both  $V = 0.1$  mm/s and  $V = 0.5$  mm/s. Some samples were subjected to relaxation, i.e. after reaching the maximum pressure, dynamometer speed dropped to zero and the force was being recorded at all time.

It was observed in FIG. 2, especially in the case of liver, both the insertion of needles and the cutting blade are not uniform. During the study the impact of varying strength to the tissue during passage of the tools through the various layers (with different mechanical properties) of the liver was clearly observed. At the time of pulling out the tool, this phenomenon is practically not observed. Whereas for the lung more uniform curve during both putting and pulling occurred.

The forces required to insert the disk to a depth of approximately 25 mm is the smallest for lungs, about 1.29 N. In the case of liver about 0.75 N was obtained. From artificial materials only Ecoflex 30 and Oomoo 30 receive similar values.



RYS. 2. Porównanie siły deformacji badanych materiałów podczas nacisku, wbijania igły oraz nacinania nożem ze stałą prędkością wykonywania tych czynności ( $V = 0,1$  mm/s).

FIG. 2. The comparison of material deformation during inserting the needle, knife and disk stamp ( $V = 0.1$  mm/s).

## Przykłady scen treningowych

Na podstawie wybranych małoinwazyjnych procedur medycznych zostały zdefiniowane podstawowe sceny treningowe oraz zaprojektowane i wykonane stanowiska badawcze i obiekty odwzorowujące organy o różnych właściwościach mechanicznych. Zaprojektowano symulatory, które modelują anatomiczne i fizyczne cechy naturalnych układów takich jak: układ trawienny czy układ pokarmowy.

Zaprojektowano również trenera funkcjonalny – odwzorowujący głównie wybrane cechy medycznych procedur i umożliwiający naukę podstawowych czynności manualnych. Oba systemy pozwalają na interakcję pomiędzy narzędziem a tkanką podczas symulacji operacji.

Przykład 1: układ trawienny (operacje jelita)

**TABELA 2. Wymiary próbek jelita.**  
**TABLE 2. The dimensions of the colon samples.**

No.	Próbka Sample	Szerokość Width [mm]	Grubość Thickness [mm]
1	Kierunek osiowy Axial	10	0.92
2		10	0.84
3		10	0.94
4	Kierunek promieniowy Radial	10	0.91
5		10	1.00
6		10	0.86
7	Pierścień/Ring (diameter of 35 mm) (średnica 35 mm)	10	0.90

Platforma anatomiczna została zaprojektowana w celu symulacji medycznych procedur wykonywanych m.in. w układzie trawiennym. Wśród najczęściej wykonywanych procedur możemy wyróżnić operacje odbytu oraz resekcje jelita grubego Proctocolectomy [12]. Dlatego jednym z głównych elementów naszego symulatora jest jelito grube. Test został przeprowadzony na naturalnym świńskim jelicie, które zostało pobrane w zakładzie przetwórstwa mięsnego H.A.M. SJ w Radzionkowie. Z wypreparowanego jelita zostały przygotowane próbki o długości 10 cm i średnicy 3,5 cm. Badania zostały przeprowadzone na próbkach wyciętych w kierunku osiowym oraz promieniowym. Dodatkowo przeprowadzono badania całego pierścienia jelita, które poddano cyklowi rozciągania powtarzanego 500 razy. Podstawowe wymiary badanych próbek naturalnego jelita przedstawiono w TABELI 2.

Badania właściwości mechanicznych wykonano na zaawansowanej maszynie wytrzymałościowej TYTRON 250 firmy MTS (RYS. 3).

**RYS. 3. (a), (b) Maszyna wytrzymałościowa MTS 250 TYTRON, (c) Rozciąganie osiowej próbki jelita, (d) Rozciąganie pierścienia jelita.**

**FIG. 3. (a), (b) Testing system - MTS 250 TYTRON, (c) Axial tensile of intestine sample, (d) Tensile of intestine sample ring during fatigue test.**

## The examples of surgical scene building

Based on some minimally invasive procedures essential benchmarking scenarios have been defined and designed along with fabrication of special test rigs and objects (such as phantoms representing organs with variable stiffness). The simulators combining anatomical, physical, and physiological modelling of the functions of some organ systems such as the cardiovascular or digestive systems. There is an additional degree of complexity due to the coupled nature of physiological and physical properties.

There are two types of test stands designed and manufactured:

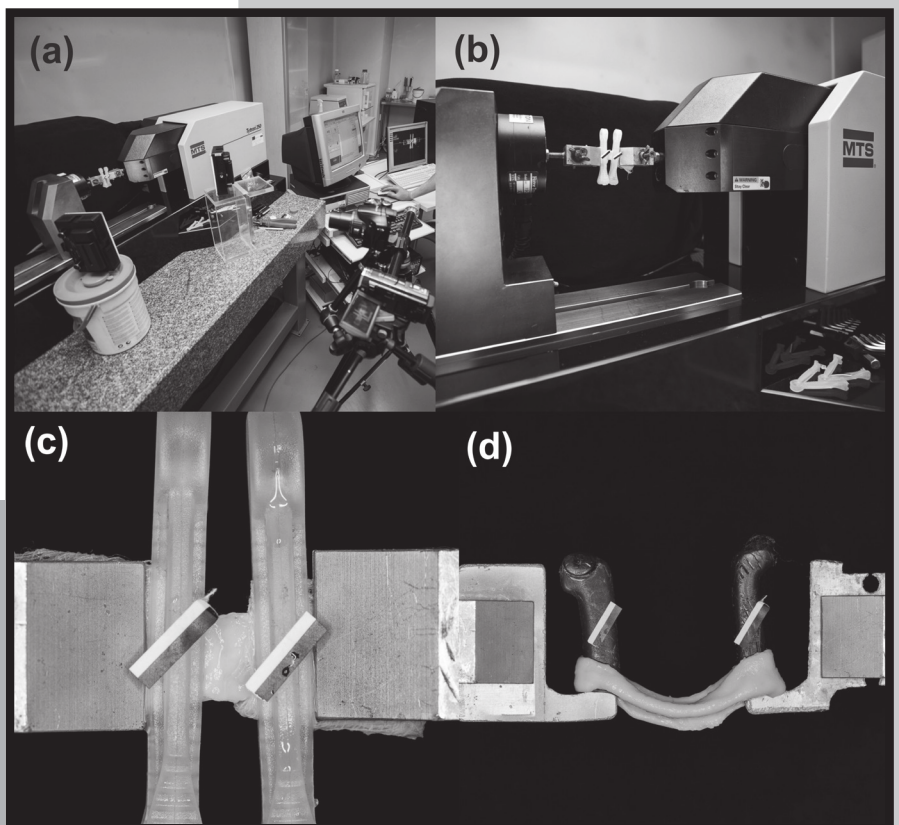
- Anatomical - mainly based on the anatomical model reflecting the real geometry of the bodies,
- Benchmarking platform - mainly reflecting functional characteristics for a medical procedures including the obstacle track for training and evaluation of surgical skills.

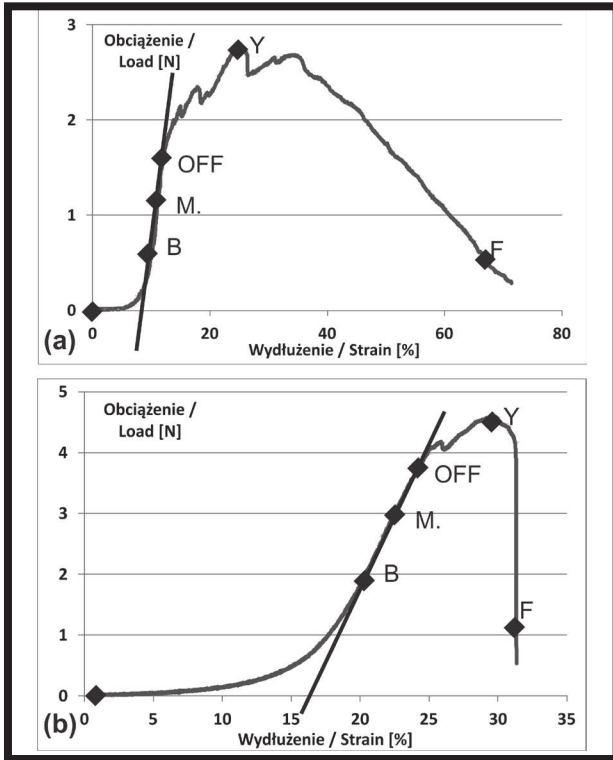
Both models allow to study the interactions between surgical instruments and soft (hard) tissues during deformations and cutting.

### Example 1: gastrointestinal tract (colon surgery)

The platform will allow to simulate medical procedures performed in the lower gastrointestinal tract. Among the most common operations such as the surgical removal of the rectum and all or part of the colon Proctocolectomy [12]. Therefore one of the main organs of our platform is intestine. Tests were carried out with the use of natural porcine tissue (large intestine) as an element phantom and benchmarking platform. Tissues were received at the Department of Meat HAM, located in Radzionków. The starting sample material was cut of about 10 cm lengths and 3.5 cm of diameter. The tests were performed on samples cut in the axial and radial direction. Additionally, a part of tubes intestine (ring) which were of 500 times cyclic stretching were tested. Dimensions of samples are shown in TABLE 2.

The study of mechanical properties was performed on the advanced testing system MTS 250 TYTRON (FIG. 3).





**RYS. 4. Charakterystyki obciążenie - odkształcenie odzwierciedlające typowe właściwości plastyczne próbek: (a) w kierunku osiowym, (b) pierścienia jelita, uzyskane podczas badań na maszynie MTS 250 TYTRON.**

**FIG. 4. Load - strain curves showing typical yield behaviour for: (a) axial sample, (b) ring sample of intestine obtained during research on testing system MTS 250 TYTRON.**

Na podstawie charakterystyki obciążenie-odkształcenie (RYS. 4) zostały oszacowane podstawowe parametry mechaniczne jelita wraz z modułem elastyczności. Wyniki przedstawiono w TABELI 3.

Sztuczne modele symulatora zostały wykonane z kauczuku uretanowego Smooth-On's Brush-On® Series High Tear Strength Brushable Urethane Rubber rubbers oraz kauczuku silikonowego Rebound® Self Thickening Brush-On Silicone Rubbers (RYS. 5). Są to materiały niezwykle wszechstronne i słyną z wysokiej odporności na ścieranie i wytrzymałości na rozdarcie. Pozwalają na bardzo dokładne odwzorowanie kształtu. Na RYS. 6 przedstawiono porównanie właściwości wybranych kauczuków z właściwościami tkanki biologicznej.

Model symulatora odzwierciedla anatomiczny kształt układu trawiennego, w którym pole operacyjne jest powierzchnią brzucha zdefiniowaną poprzez dwie linie biegnące wzdłuż brzegów bocznych mięśni prostych brzucha i linii podżebrowej i międzykolkowej (RYS. 7). Zewnętrzna powierzchnia jest wykonana z elastycznego silikonu o grubości 3 mm i przykrywa obszar nadbrzusza, pępka i pachwiny. Powierzchnia brzucha może być również zbudowana z kilku warstw o różnych właściwościach mechanicznych, na wzór naturalnej tkanki brzucha. Może składać się z 4-ch warstw odwzorowujących skórę, tkankę podskórną, warstwę powięziowo-mięśniową oraz otrzewną.

Based on the slope of the straight-line portion of the load-strain diagram (FIG. 4) the modulus of Elasticity or Young's of Elasticity or Young's Modulus was calculated. The results are shown in TABLE 3.

The artificial models were made of Smooth-On's Brush-On® Series High Tear Strength Brushable Urethane Rubber rubbers and Rebound® Self Thickening Brush-On Silicone Rubbers (FIG. 5). These materials are extremely versatile and are famous for their abrasion resistance and high tear strength. They have the convenience of one-to-one mix ratio and are easy to mix and apply with a brush or spatula. Brush-On® polyurethane rubber paints onto vertical surfaces without sagging and will cure with negligible shrinkage to durable rubbers that perform and last in production. Each will capture exact detail from any original model. Brush-On® 40 is used for models with deep undercuts for reproducing sculpture.

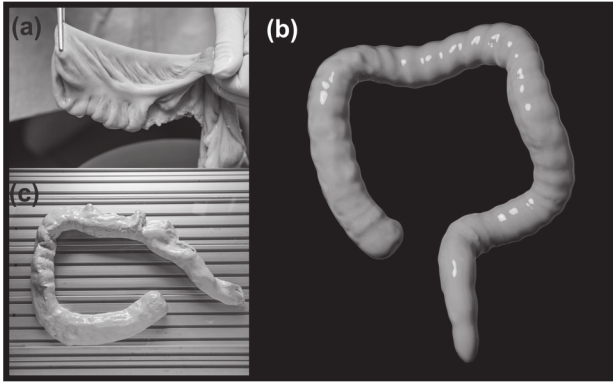
The FIG. 6 shows the comparison of rubber properties with properties of biological tissue.

Model based on the anatomical shape of gastrointestinal tract include the abdominal surface defined by subcostalis and interspinalis lines and two lines set along lateral edges of straight muscles of the abdomen (FIG. 7). The outer surface is made from flexible silicone of 3 mm thickness and covers an area of epigastric, appropriate umbilical and inguinal regions. The abdominal elastic surface may consist of several layers like real abdominal wall. The abdominal wall consists of three muscles layers; from outside to inside, these include the external oblique, internal oblique, and transversus abdominis muscles. Deep to the transversus abdominis muscle is the peritoneum and bowel.

Phantom outer layer is removable to allow the installation of the trocar at any point of surface depending on the type of surgery procedures. The additional natural or artificial organs (such as the pelvis to the spine, large intestine, small intestine, blood vessels can be placed inside the model in any configuration. The organ elements and any measurement sensors can be attached to a special movable frame made from aluminium profiles.

**TABELA 3. Podstawowe parametry mechaniczne jelita.**  
**TABLE 3. The study results of the mechanical properties of the intestine.**

Próbka Sample		Moduł Younga Young's Modulus [MPa]	Wydłużenie w pikie Strain at peak %	Maksymalne obciążenie Peak load [N]	Maksymalne naprężenie Peak stress [MPa]	Energia zerwania Energy to break [J/m <sup>2</sup> ]	Energia do pikie Energy to peak [Nmm]	Liczba próbek Number of probes
Osiowa Axial	Średnia Mean	3.417	30.511	2.678	0.3	1692.493	4.998	3
	Odch. st. Std. Dev.	1.593	12.015	0.353	0	399.148	2.802	
Promieniowa Radial	Średnia Mean	2.086	35.471	2.676	0.3	1895.57	6.319	3
	Odch. st. Std. Dev.	0.488	20.618	0.742	0.1	498.524	3.133	
Pierścień Ring	Średnia Mean	2.494	63.831	4.854	0.5	****	47.765	1
Pierścień Ring fatigue test badania zmęczeniowe	Średnia Mean	5.373	29.615	4.598	0.5	3248.04	24.704	1



**RYS. 5. Modele jelita grubego: (a) naturalne świńskie, (b) wykonane z Smooth-On's Brush-On® - high tear strength brushable Urethane Rubber, (c) wykonane z Rebound®- self thickening Brush-On Silicone Rubbers.**

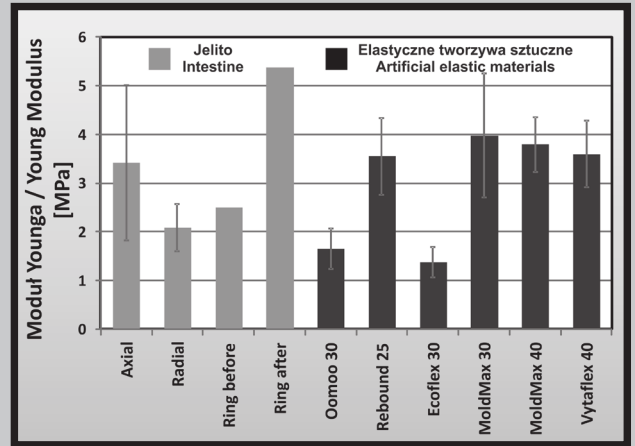
**FIG. 5. The models of large intestine: (a) porcine, (b) Smooth-On's Brush-On® - high tear strength brushable Urethane Rubber, (c) Rebound®- self thickening Brush-On Silicone Rubbers.**

Warstwa zewnętrzna fantomu jest wymienna w celu umożliwienia w dowolnym miejscu montażu trokarów narzędziowych w zależności od symulowanej procedury medycznej. Dodatkowe organy np. miednica kręgosłup, jelito grube, jelito cienkie, naczynia krwionośne, mogą być umieszczane wewnątrz platformy w dowolnej konfiguracji. Elementy narządów, jak również czujniki pomiarowe są mocowane do ruchomego stelaża wykonanego z profili aluminiowych.

Anatomiczny model może być wykorzystany do symulacji operacji takich jak:

- kolonoskopia – metoda badania dolnego odcinka przewodu pokarmowego (jelita grubego), sigmoidoskopia – badanie części jelita grubego - odbytnicy, esicy i części zstępnicy.
- kolektomia – częściowe lub całkowite chirurgiczne usunięcie jelita grubego.
- proktokolektomia - usunięcie jelita grubego razem z odbytnicą.

Kolejnym rodzajem symulatora jest uniwersalny, wielopoziomowy (wielowarstwowy) moduł przeznaczony do systemów treningowych chirurgii małoinwazyjnej (wideochirurgii) (RYS. 8). Moduł składa się z wielu wymiennych warstw w postaci płaszczyzn ułożonych jedna nad drugą, na których odwzorowywane są podstawowe cechy anatomiczne (geometrii) oraz właściwości mechaniczne dowolnych organów (układów narządowych) w celu modelowania przestrzeni operacyjnej (3D) wykorzystywanej w wybranym zabiegu chirurgii małoinwazyjnej.

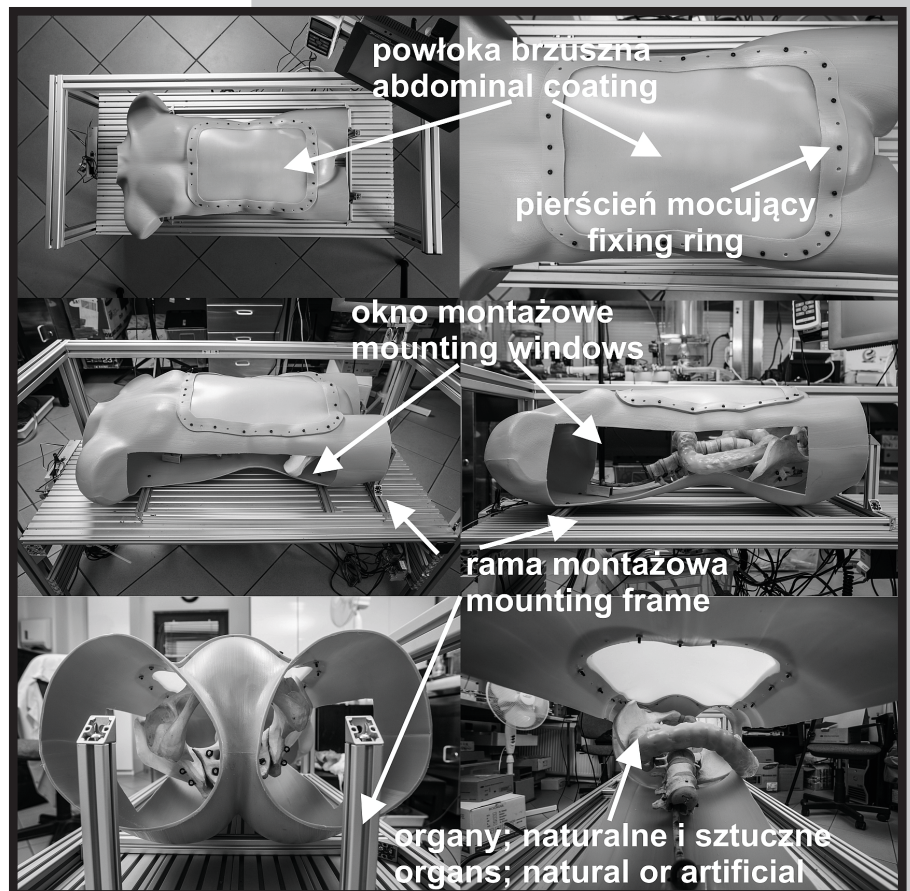


**RYS. 6. Porównanie modułu sprężystości naturalnego jelita z wybranymi sztucznymi.**

**FIG. 6. The tensile modulus comparison of porcine intestine with some artificial materials.**

The main anatomical areas for this model may be applied to:

- colonoscopy or sigmoidoscopy – for the endoscopic examination of the large bowel and the distal part of the small bowel with optic camera passed through the anus for a visual diagnosis and for biopsy or removal of suspected colorectal cancer lesions.
- proctocolectomy – for the surgical removal of the rectum and all or part of the colon.
- Colectomy for the surgical resection of any extent of the large intestine (Colon resection).



**RYS. 7. Model anatomiczny.**

**FIG. 7. Anatomical model.**

Wielopoziomowy system stworzony jest z wielu wymiennych warstw, których odpowiednie ułożenie w pionie pozwala na przestrzenne odtworzenie cech anatomicznych (geometrii) oraz właściwości mechanicznych dowolnych organów. Poszczególne warstwy mogą zawierać zarówno:

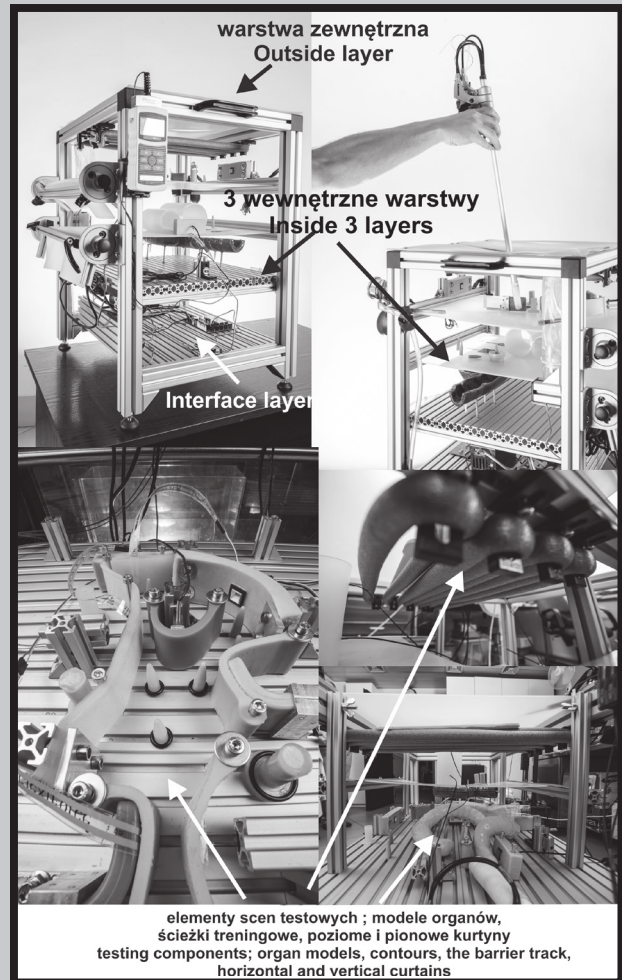
- odwzorowywane anatomiczne przekroje organów uzyskane z obrazów tomograficznych CT (MRI) (z różnych kierunków projekcji). Odtworzenie obrazów polega na wycięciu odpowiednich konturów 2D na poszczególnych warstwach odtworzonych na podstawie obrazów CT (MRI).
- elementy, które odwzorowują wybrane cechy anatomiczne (geometryczne) i funkcjonalne organów poprzez odpowiednie rozmieszczenie brył geometrycznych o dowolnych kształtach (nie tylko anatomicznych) i właściwościach elastycznych.
- naturalne organy oraz elementy układów narządowych

Ułożenie warstw jedna nad drugą odwzorowuje całą geometrię przestrzenną 3D organizmu ludzkiego (głównie objętość operacyjną tułowia) i właściwości mechaniczne symulowanych organów oraz układów narządowych (np. układu krążenia). System w zależności od symulowanej operacji (procedury medycznej) może odwzorowywać pojedynczy organ, układ narządowy jak i cały tułów wraz z powłoką brzuszną oraz wieloma organami i układami narządowymi. Podstawowe warstwy mogą być wykonane z mat silikonowych, kauczukowych lub gumowych o różnych grubościach i właściwościach mechanicznych.

Właściwe ułożenie trokarów w celu wprowadzenia narzędzi oraz kamery endoskopowej umożliwia system nawigacyjny. System ten zawiera jedną (zewnętrzną) warstwę, na którą nanoszony jest obraz (poprzez optyczną projekcję) powłoki brzusznej lub siatki pomiarowej w celu nawigacji narzędzi oraz endoskopu. Takie rozwiązanie pozwala na odwzorowanie złożonych kształtów geometrii uwzględniając takie cechy jak funkcje wzrokowe, funkcje dotykowe (właściwości mechaniczne), funkcje percepcyjno-motoryczne, możliwości reakcji (sprężenia) i współdziałania z różnymi narzędziami. Na wybranych warstwach dodatkowo można rozmieszczać naturalne organy, co pozwala na zwiększenie realizmu operacji. System jest bardziej uniwersalny od dotychczasowo stosowanych тренаżerów. Pozwala na dowolne kształtowanie objętości operacyjnej w przestrzeni 3D.

Ruchome i wyjmowane poziomy pozwalają min. na:

- odwzorowanie naturalnej tkanki (np. warstwy skóry) składającej się z wielu warstw o różnych właściwościach mechanicznych i różnej grubości,
- warstwowe odwzorowanie organów (tworzenie modeli) na podstawie skanów CT,
- odwzorowanie wybranych cech geometrycznych, funkcjonalnych organów poprzez ułożenie z brył o dowolnych kształtach i właściwościach elastycznych scen treningowych na poszczególnych warstwach elementów,
- jednoczesne zastosowanie (na różnych warstwach) elementów zarówno z naturalnej tkanki, jak i dowolnego materiału sztucznego,
- zastosowanie dowolnej ilości warstw, rozłożonych dowolnie w przestrzeni,
- symulowanie np. odmy otrzewnowej poprzez rozsuniecie warstw,
- możliwość dodatkowego podglądu bocznego – zastosowanie dodatkowej kamery rejestrującej cały zabieg od momentu wkładania narzędzi do momentu ich ostatecznego ich usunięcia - dodatkowy moduł z kamerą w celu oceny treningu.



**RYS. 8. Wielopoziomowy system treningowy.**  
**FIG. 8. The multi-layer benchmarking platform.**

Our benchmarking platform (FIG. 8) includes, like anatomical model, a flexible abdominal wall made from silicon. It is fixed by special couplings to chassis so that it can be freely configured (move, change the number of layers). However, in contrast to the anatomical model test platform enables research in 3D space, freely scalable (maximum scale 4:1). The frame of the platform and basis allows attachment to any organs model and sensor for testing anywhere. In addition, we can change the workspace by movement of any aluminium profiles in X, Z, Y direction.

The operational area will enable to install some flexible elements to simulate some abdominal organs, and contain measuring sensors. Each element can be easily adapted to the need of the benchmarking testing.

The original solution in our benchmarking platform is the use of so-called multi-storey system allowing the free distribution platform elements in 3D space. This system consists of number (1 to 3) additional flexible planes, stretched at different heights and different widths. These planes can play functionality features in a variety of abdominal organs by attaching various testing components and also, properly formed by cutting (incision) of different shapes and use of measuring sensors may be additional test elements in themselves. In this way, additional 3D planes (contours, the barrier track, horizontal and vertical curtains) make easy modelling of any surgery procedures.



### Przykład 2: Chirurgia trasluminarna

Anatomiczny model przedstawiony na RYS. 9 został zaprojektowany do symulacji operacji wykonywanej przez naturalne otwory ciała (ang. Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery, NOTES). Przykładem takiej operacji jest chirurgia transoralna wykonywana przez otwory jamy ustnej nosa, gardła, krtani (RYS. 9).

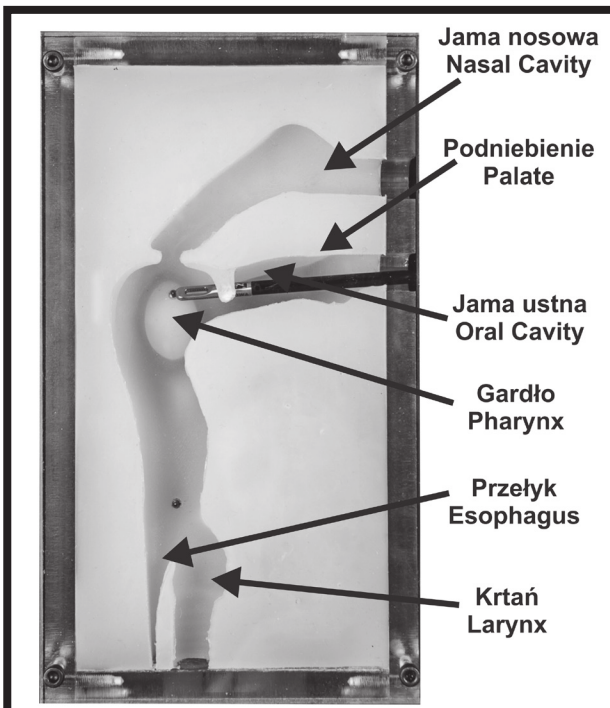
Wśród wielu operacji i zabiegów otolaryngologicznych możemy wyróżnić:

- laryngektomię – zabieg laryngologiczny polegający na częściowym lub całkowitym wycięciu krtani. Jest to jedna z metod chirurgicznego leczenia raka krtani i raka gardła dolnego,
- kordektomię - usunięcie strun głosowych,
- endoskopową metodę operacyjnego leczenia zapalenia zatok przynosowych.

Model wykonany jest w całości z katalizowanych silikonów Ecoflex 30, który jest prostym w zastosowaniu kauczukiem silikonowym typu addycyjnego. Ecoflex utwardza się w temp. pokojowej przy minimalnym skurczu. Bardzo mała lepkość ułatwia mieszanie i odpowietrzanie. Jest to utwardzony materiał, bardzo miękki, wytrzymały i bardzo elastyczny, zdolny do wielokrotnego rozciągania (do 900%) bez ryzyka rozrywania. Ecoflex zawsze przyjmuje też swoją pierwotną postać. Kauczuki silikonowe EcoFLEX nadają się do różnych zastosowań, w tym tworzenia modeli narządów medycznych i efektów specjalnych zwłaszcza gdzie wymagane jest wielokrotne powtarzanie ruchu.

### Manipulator Stiff-Flop

Silikon Ecoflex30 został również użyty do wykonania prototypu manipulatora sterowanego pneumatycznie o zmiennej sztywności. W ramach europejskiego projektu Stiff-Flop tworzone jest miękkie ramię robota, które może przejść przez 12 mm otwór portu (trokara) i w miarę konieczności zmienić swoją sztywność (RYS. 10).



RYS. 9. Anatomiczny model nosa, gardła, krtani do symulacji otolaryngologicznych procedur otolaryngologicznych (Ecoflex 30).

FIG. 9. Anatomical FRK model of nose, throat and larynx for simulate otolaryngology procedures (Ecoflex 30).

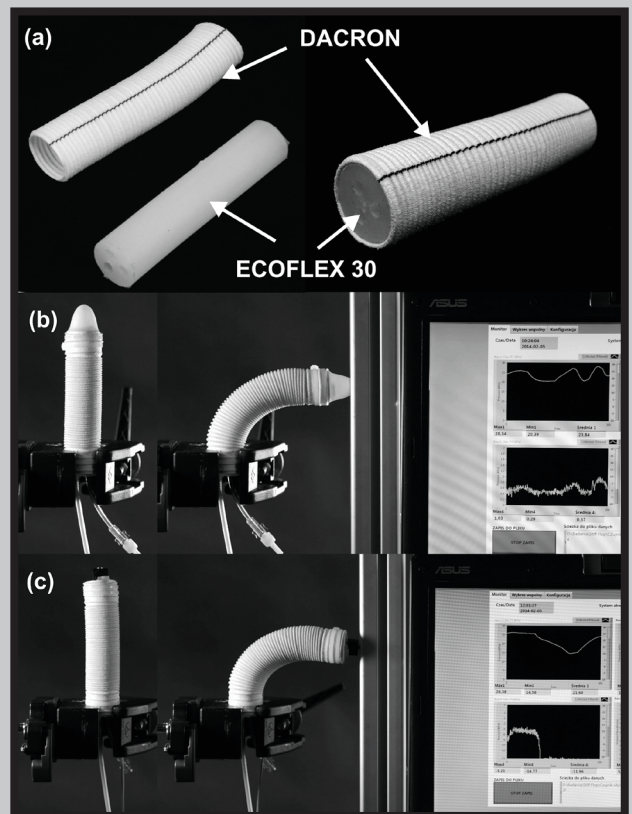
### Example 2: transoral surgery

Anatomical models presented in FIG. 9, have been specially selected to simulate transoral surgery like model of the nose, throat, larynx.

The main anatomical areas for which model of the nose, throat, larynx may be applied to simulate a wide variety of procedures such as:

- laryngectomy - for the removal of the larynx and separation of the airway from the mouth, nose and esophagus. It is one of the methods of surgical treatment of cancer of the larynx,
- cordectomy - for the surgical removal of a cord. It usually refers to removal of the vocal cord, often for the purpose of treating laryngeal cancer,
- endoscopic sinus balloon catheterization - new device in surgical treatment of rhinosinusitis,
- endoscopic frontal sinusotomy for creating a permanent opening from the frontal sinus into the nose,
- endoscopic sinuplasty - an endoscopic technique involving smaller septal incisions and less pain, bleeding, and need for nasal packing.

This model is made completely of platinum-catalyzed silicones Ecoflex 30. Cured material is very soft, very strong and very stretchy, capable of stretching many times its original size without tearing and rebounding to its original form without distortion. Ecoflex silicone rubbers are suitable for a variety of applications including making medical organ models and special effects applications (especially in animatronics where repetitive motion is required).



RYS. 10. (a) Budowa manipulatora Stiff-Flop z włókniny poliestrowej (Dacron) oraz kauczuku silikonowego (Ecoflex30); (b), (c) Test manipulatora wyposażonego w czujnik ciśnienia oraz siły.

FIG. 10 (a) The construction of Stiff-Flop with Dacron-Polyester Fiber vessel prosthesis and Ecoflex-30 silicone; (b), (c) Test of manipulator with pressure and force sensors.

W chirurgii małoinwazyjnej narzędzia muszą przejść przez wąskie otwory i oddziaływają z miękkimi narządami, dlatego w celu zmniejszenia możliwości niepożądanych urazów muszą się swobodnie poruszać, deformować i zmieniać swoją sztywność. Istnieją ograniczenia dotyczące nowoczesnych zabiegów laparoskopowych chirurgicznych, robotów i systemów wspomaganych z powodu ograniczonego dostępu przez porty trokaru, brak bezpośredniego odczucia dotyku, a także z powodu sztywności narzędzia działającego wewnątrz zamkniętej przestrzeni wypełnionej narządami. Ta zmienna sztywność ramienia robota będzie mieć wiele zastosowań w chirurgii małoinwazyjnej, w tym znajdzie również zastosowanie podczas operacji NOTES przez naturalne otwory w ciele (Natural Orifices Transluminal Endoscopic Surgery).

## Wnioski

Ze względu na niejednorodność materiału biologicznego modelowanie właściwości mechanicznych narządów ludzkich przy pomocy sztucznych materiałów jest bardzo trudne. Wybrane przez nas tworzywa sztuczne obejmują podstawowy zakres właściwości mechanicznych naturalnych organów, które są odwzorowane w symulatorach procedur chirurgicznych. Nasze platformy spełniają warunki symulatorów drugiej generacji, ponieważ odwzorowują zarówno anatomię, zwłaszcza geometrię struktur biorących udział w wyniku interwencji chirurgicznej, jak i obejmują modelowanie własności fizycznych żywych tkanek. Wprowadzenie właściwości biomechanicznych do naszych platform jest niezbędne, aby umożliwić realistyczną interakcję pomiędzy narzędziem chirurgicznym i tkankami miękkimi, w tym deformacji podczas podstawowych operacji manualnych takich jak cięcie lub szycie. Chirurgiczne i sztuczne sceny przedstawionych urządzeń do treningu chirurgii i testowania nowych narzędzi tworzą możliwość standaryzacji procesu kształcenia i badań. Dzięki nim możemy lepiej porównać wykorzystanie różnych narzędzi (mechanicznych, mechatronicznych i robotów RYS. 7, RYS. 8) i skuteczną ocenę postępów w nauce ich stosowania.

## Podziękowania

*Przedstawione badania zostały wykonane w ramach 7 programu ramowego UE STIFF-FLOP (STIFFness controllable Flexible and Learn-able Manipulator for surgical OPERations - Elastyczny, o kontrolowanej sztywności i uczący się manipulator do operacji).*

*Autorzy chcieliby również podziękować M. Jakubowskiemu oraz A. Klisowskiemu za wsparcie techniczne w trakcie realizacji tego projektu.*

## Stiff-Flop manipulator

Ecoflex30 silicone was also used to perform a prototype of pneumatically controlled manipulator with variable stiffness. As part of the European project a soft robotic arm will be created that can squeeze through a standard 12 mm diameter trocar-port, reconfigure itself and stiffen by hydrostatic actuation to perform compliant force control tasks while facing unexpected situations (FIG. 10).

In minimally invasive surgery (MIS), tools go through narrow openings and manipulate soft organs that can move, deform or change stiffness. There are limitations on modern laparoscopic and robot-assisted surgical systems due to restricted access through trocar ports, lack of haptic feedback and difficulties with rigid robot tools operating inside a confined space filled with organs. Also, many control algorithms suffer from stability problems in the presence of unexpected conditions. This variable stiffness robot arm will have many applications in MIS including NOTES (Natural Orifices Transluminal Endoscopic Surgery).

## Conclusion

The modelling of mechanical properties of human organs by artificial material is very difficult due to the heterogeneity of the biological material. Artificial materials selected by us cover the basic range of variability of the mechanical properties of the bodies used to simulate the surgical procedures. Our platforms fulfil the conditions of second-generation simulators because they reflect the anatomical environment, in particular the geometry of the organs structures and physical properties of the living tissues during modelling of surgical procedures. The introduction of biomechanical properties to our platforms is essential to allow realistic interactions between surgical instruments and soft tissues, including deformations during basic manual operations like cutting or sewing. The artificial surgical scenes and described devices for surgeons training, create possibility for standardization of the educational and research process. Thanks to them we can better compare the different tools (mechatronic and robotic FIG. 7, FIG. 8) and effectively evaluate the learning progress of their application.

## Acknowledgements

*The study was conducted as part of the STIFF-FLOP (STIFFness controllable Flexible and Learn-able Manipulator for surgical OPERations), the research project of the UE Seventh Framework Programme.*

*The authors would also like to express their gratitude to M. Jakubowski and A. Klisowski for their technical support during the project.*

## Piśmiennictwo

- [1] Sturm L., et al.: Surgical simulation for training: Skilltransfer to the operating room. ASERNIP-S Report No. 61. Adelaide, South Australia: ASERNIP-S, July 2007.
- [2] Tsuda S., Scott D.: Surgical skills training and simulation. *Curr Probl Surg* 46 (2009) 271-370.
- [3] Querleu D., Chevallier L., Chapron M., et al.: Complications de la coeliochirurgie gynécologique. *J Obstet Gynecol* 1 (1993) 57-65.
- [4] Cislis J., Martin J.: Logistical Considerations for Endoscopy Simulators. *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America* 16(3) (2006) 565-575.
- [5] Delingette H., Ayache N.: Creating a simulator for training physicians to perform minimally invasive surgical procedures. *COMMUNICATIONS OF THE ACM*; 48, No. 2 (2005).
- [6] Lai E.C., Tang C.N., Li M.K.: Robot-assisted laparoscopic hemihepatectomy: Technique and surgical outcomes. *Int Journal Surg* 10 (2012) 11-15.

## References

- [7] Schneider C.M., Peng P.D., et al.: Robot-assisted laparoscopic ultrasonography for hepatic surgery. *Surgery* 151(5) (2012) 756-762.
- [8] Giulianotti P.C., Coratti A., Sbrana F., Addeo P., Bianco F.M., Buchs N.C., Annechiarico M., Benedetti E.: Robotic liver surgery: Results for 70 resections. *Surgery* 149(1) (2011) 29-39.
- [9] Luca F., Cenciarelli S., Valvo M., Pozzi S., Faso F.L., et al.: Full Robotic Left Colon and Rectal Cancer Resection: Technique and Early Outcome. *Annals of Surgical Oncology* 16(5) (2009) 1274-1278.
- [10] Delingette H., Ayache N.: Hepatic surgery simulation. *COMMUNICATIONS OF THE ACM* February 2005/Vol. 48, No. 2.
- [11] Drasin T., Dutson E., Gracia C.: Use of a robotic system as surgical first assistant in advanced laparoscopic surgery. *J Am Coll Surg*. 199(3) (2004) 368-373.
- [12] Dolghi O., Strabala K.W., Wortman T.D., Goede M.R., Farritor S.M., Oleynikov D.: Miniature in vivo robot for laparoendoscopic single-site surgery. *Surg Endosc.* 25(10) (2011) 3453-3458.